

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

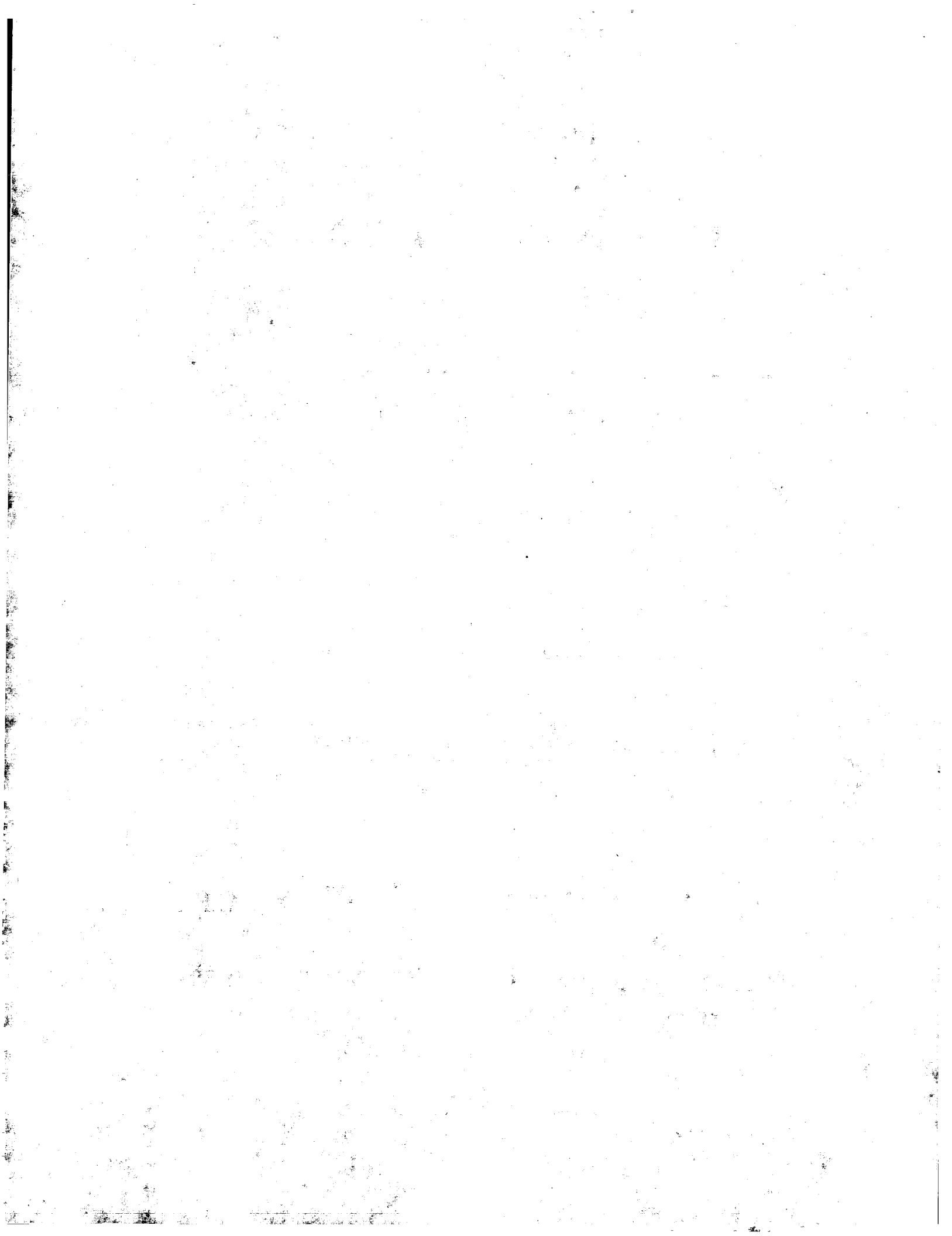
Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**



10/673.292

DIALOG(R) File 345:Inpadoc/Fam.& Legal Stat  
(c) 2003 EPO. All rts. reserv.

10125041

Basic Patent (No,Kind,Date): JP 3206572 A2 910909 <No. of Patents: 003>

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applic No	Kind	Date	
JP 3206572	A2	910909	JP 902100	A	900109	(BASIC)
JP 2808773	B2	981008	JP 902100	A	900109	
US 5150421	A	920922	US 639221	A	910109	

Priority Data (No,Kind,Date):

JP 902100 A 900109

PATENT FAMILY:

JAPAN (JP)

Patent (No,Kind,Date): JP 3206572 A2 910909

AUTOMATIZING SYSTEM FOR GRADATION CONVERSION (English)

Patent Assignee: HITACHI LTD; HITACHI MEDICAL CORP

Author (Inventor): MORISHITA KOICHI; YOKOYAMA TETSUO; SATO KAZUHIRO

Priority (No,Kind,Date): JP 902100 A 900109

Applic (No,Kind,Date): JP 902100 A 900109

IPC: \* G06F-015/68; A61B-005/055; H04N-005/325

Derwent WPI Acc No: ; G 91-307458

JAPIO Reference No: ; 150480P000074

Language of Document: Japanese

Patent (No,Kind,Date): JP 2808773 B2 981008

Patent Assignee: HITACHI LTD; HITACHI MEDICAL CORP

Author (Inventor): MORISHITA KOICHI; YOKOYAMA TETSUO; SATO KAZUHIRO

Priority (No,Kind,Date): JP 902100 A 900109

Applic (No,Kind,Date): JP 902100 A 900109

IPC: \* G06T-005/00; G06T-001/00; H04N-001/407; H04N-005/325

Language of Document: Japanese

UNITED STATES OF AMERICA (US)

Patent (No,Kind,Date): US 5150421 A 920922

SYSTEM FOR AUTOMATED TRANSFORMATION OF GRAY LEVEL OF IMAGE (English)

Patent Assignee: HITACHI LTD (JP); HITACHI MEDICAL CORP (JP)

Author (Inventor): MORISHITA KOICHI (JP); YOKOYAMA TETSUO (JP); SATO KAZUHIRO (JP)

Priority (No,Kind,Date): JP 902100 A 900109

Applic (No,Kind,Date): US 639221 A 910109

National Class: \* 382006000; 382051000

IPC: \* G06K-009/36

Derwent WPI Acc No: \* G 91-307458

JAPIO Reference No: \* 150480P000074

Language of Document: English

UNITED STATES OF AMERICA (US)

Legal Status (No,Type,Date,Code,Text):

US 5150421 P 900109 US AA PRIORITY (PATENT)

JP 902100 A 900109

US 5150421 P 910109 US AE APPLICATION DATA (PATENT)

(APPL. DATA (PATENT))

US 639221 A 910109

US 5150421 P 910109 US AS02 ASSIGNMENT OF ASSIGNOR'S INTEREST

HITACHI, LTD., 6, KANDA SURUGADAI 4-CHOME,

CHIYODA-KU, TOKYO, JAPAN A CORP. OF J ;

MORISHITA, KOICHI : 19901221; YOKOYAMA,

TETSUO : 19901221; SATO, KAZUHIRO : 19901221

US 5150421 P 920922 US A PATENT



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11) 特許番号

第2808773号

(45) 発行日 平成10年(1998)10月8日

(24) 登録日 平成10年(1998)7月31日

(51) Int.Cl.<sup>4</sup>

識別記号

F I

G 0 6 T 5/00

G 0 6 F 15/68

3 1 0 J

1/00

15/62

3 9 0 A

H 0 4 N 1/407

A 6 1 B 6/00

3 5 0 M

5/325

H 0 4 N 1/40

1 0 1 E

請求項の数6(全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平2-2100

(22) 出願日 平成2年(1990)1月9日

(65) 公開番号 特開平3-206572

(43) 公開日 平成3年(1991)9月9日

審査請求日 平成9年(1997)1月9日

(73) 特許権者 999999999

株式会社日立製作所

東京都千代田区神田駿河台4丁目6番地

(73) 特許権者 999999999

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 森下 孝一

神奈川県川崎市麻生区王禅寺1099番地

株式会社日立製作所システム開発研究所  
内

(72) 発明者 横山 哲夫

神奈川県川崎市麻生区王禅寺1099番地

株式会社日立製作所システム開発研究所  
内

(74) 復代理人 弁理士 渡辺 昌幸

審査官 手島 聖治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 階調変換自動化装置

1

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】画像入力手段、画像処理手段、および画像出力手段を備えた画像処理システムの階調変換自動化装置において、上記画像処理手段は、入力画像の中心部から外側へ向かって単調減少する重みを重畳し入力画像のうち対象領域外の背景部分を除去することによって得られた画像から累積ヒストグラムを求め、該累積ヒストグラムより求める輝度変換関数の傾きを連続的に抑制する制約処理を行い、該輝度変換関数のバイアス値補正処理を行うことによって、入力画像の階調を変換する手段であることを特徴とする階調変換自動化装置。

【請求項2】上記輝度変換関数は、累積ヒストグラムから、ヒストグラム平坦化法を用いることによって求められることを特徴とする請求項1記載の階調変換自動化装置。

2

【請求項3】上記輝度変換関数の制約処理は、平坦化処理で求めた輝度変換関数と任意に設定した基準特性を示す輝度変換関数との輝度差を用いることを特徴とする請求項1記載の階調変換自動化装置。

【請求項4】上記輝度差は、マンマシンインタフェースにより対話的に変更可能であることを特徴とする請求項3記載の階調変換自動化装置。

【請求項5】上記バイアス値補正処理は、輝度変換関数のゼロ点を縦軸方向に移動し、かつ該輝度変換関数の出力レンジを狭めることにより実現することを特徴とする請求項1記載の階調変換自動化装置。

【請求項6】上記バイアス値は、マンマシンインタフェースにより対話的に変更可能であることを特徴とする請求項5記載の階調変換自動化装置。

【発明の詳細な説明】

## 〔産業上の利用分野〕

本発明は、複数のデジタル画像をディスプレイに表示して比較観察する画像ワークステーションの階調変換自動化装置に関し、特に対象画像のコントラストを自動的に変更することが可能な階調変換自動化装置に関する。

## 〔従来の技術〕

従来の階調変換自動化装置としては、例えば“A. Rosefield, A. C. Kak他, デジタル画像処理, 近代科学社, 1977, pp. 177~181”に記載されるようなヒストグラムの平坦化法を用いたものがある。

この平坦化法は、全ての濃度値が同じ頻度で起きるように画像のヒストグラム変換を行う方法である。これにより、画像は最大の情報量を持つことになる。

この方法は、対象画像物および表示ディスプレイが以下の条件を満たす場合にのみ有効であった。

(1) 画像に背景領域(対象以外の領域)が存在しない。

(2) 画像の対象領域の輝度頻度が広い範囲に渡って小さな値を取らない。

(3) 表示ディスプレイの輝度特性が全域に渡ってリニアな特性を持つ。

(4) 対象領域の輝度頻度が極端なピークを持たない。

一方、X線写真等の医用画像には、対象領域の他に、患者名等のラベルや空気等の背景データを含む背景領域があり、ヒストグラム統計量に背景データの影響を受ける。

## 〔発明が解決しようとする課題〕

上記従来技術では、対象画像および表示ディスプレイが上記(1)~(4)の条件を満たすことは難しい。

すなわち、医用画像では、条件(1)は、胸部レントゲン、MRI(磁気共鳴)画像等では成り立たず、また、条件(2)についても、特に胸部レントゲンの肺領域のような部分では問題が生じる。さらに、条件(3)は、一般のCRTディスプレイでは、特に低輝度部のリニアリティが不足しているため、成立は難しい。また、条件(4)の条件も一般には成立しない。

これにより、条件(1)に関しては、背景領域に広い輝度レンジを取られるので、対象領域のコントラスト不足が生じ、条件(2)に関しては、対象領域の輝度レンジが狭められて、対象領域のコントラスト不足が生じる。また、条件(3)に関しては、低輝度部のつぶれが生じ、条件(4)に関しては、対象領域の濃度レンジが必要以上に広げられて、過強調によるアーチファクトおよびノイズの発生が問題となる。

本発明の目的は、このような問題点を改善し、対象画像のコントラストを自動的に変更することが可能な階調変換自動化装置を提供することにある。

## 〔課題を解決するための手段〕

上記目的を達成するため、本発明の階調変換自動化装

置は、次の(1)~(III)の処理を行う手段を有することに特徴がある。

## (I) 画像背景部の除去

ヒストグラム算出時に、近縁との距離に応じた重みを重畳する。参考技術としては、輝度値に応じた重みを重畳したり、対象領域と背景領域の境界(輪郭)を検出し、対象領域内部に限定したヒストグラムを算出する方法もある。

## (II) コントラストの適正化

基準となる輝度変換関数として、任意の傾きを持つ直線を与え、平坦化処理で求めた輝度変換係数と直線との輝度差を制約することにより、平坦化処理により求められた輝度変換関数の傾きを連続的に制御する。

## (III) バイアス補正

低輝度部のつぶれを抑制するため、画像全体に一定のバイアス値を加える。

## 〔作用〕

本発明においては、背景となる領域は、通常、画像の近縁部に存在し、輝度も極端に低いか、あるいは高い値を取る場合が多いため、(1) 画像背景の除去を行い、画像背景部を除去してその影響を抑制する。この処理には、次に示す(a)の方法がある。

## (a) 距離に応じた重みを用いる方法

これは、対象画像の背景部が存在する辺縁部では、重み付けを小さくして、対象領域の存在する中心部では大きく設定して、ヒストグラム作成時の輝度計算を重み付け加算で求めるものである。これにより、背景部の影響を抑制することができる。

参考技術として次の(b)(c)がある。

## 30 (b) 輝度値に応じた重みを用いる方法

これは、画像の背景部は、輝度値が極端に低いか、あるいは高い値を取る場合が多いため、輝度に対応した重みを設定し、輝度計算を(a)と同様に重み付け加算で求めるものである。なお、重みには、画像の最低輝度 $f_{min}$ あるいは最大輝度 $f_{max}$ に近づくにつれて減少する特性を持たせる。

## (c) 輪郭検出による方法

これは、画像から対象領域の輪郭を抽出し、背景部と対象領域に分離して、ヒストグラム計算は対象領域に限定して行うことにより、背景部の影響を取り除くものである。

また、(II) コントラストの適正化により、入力輝度と出力輝度の関係を表わす輝度変換関数として、基準特性と平坦化特性の中間特性を算出し、平坦化特性で問題となるコントラスト不足および過強調を抑制する。これにより、ヒストグラム中で頻度の小さい領域のコントラスト不足、および頻度の大きい領域の過強調を抑制することができる。

また、(III) バイアス補正により、(II)の処理で求めた中間特性にバイアスを加えて、表示ディスプレイ

の輝度特性（入出力特性）に起因する低輝度部のつぶれを抑制し、観察性を向上させる。

これらの処理（I）～（III）により、対象画像のコントラストを自動的に変更することが可能である。

〔実施例〕

以下、本発明の一実施例を図面により説明する。（第1の実施例）

第2図は、本発明の階調変換自動化装置を適用する画像診断システムの構成図、第3図は第2図のトラックボールの機能の説明図である。なお、説明を簡易にするため、医用画像診断、特にCRTに画像を表示して診断する医用画像ワークステーションについて述べる。

第2図において、20は画像処理装置、21は画像入力装置、22は画像のハードコピー用の画像出力装置、23は画像を格納するための外部記憶装置、24は画像表示装置、25はトラックボールである。

また、第3図において、30はトラックボールの球である。

本実施例では、診断を行う医師は、各種画像診断装置（レントゲン、X線CT、MRI等）の画像を画像表示装置24で観察し、トラックボール25のようなマンマシンインタフェースを必要に応じて使用し、入力画像のコントラスト適正化を行いながら、対話的に診断を進める。

例えば、第3図のように、トラックボールの球30の左右の動きには、入力画像の対象領域のヒストグラム平坦化処理における輝度変換特性と、任意に設定した基準特性との輝度差で表わされる原画類似度を連動させ、上下の動きには、低輝度部のつぶれを抑制するために加えるバイアス値を連動させて、処理パラメータを設定する。これにより、自動的に処理された画像を医師が任意に調

$$P_1 = \sum_{ij} \delta_1(f_{ij}) \cdot W_{ij}$$

である。但し、 $\delta_1(f_{ij})$ は $f_{ij}=1$ の時1、それ以外の時0となる変数である。

また、(b)において、46は背景領域、47は円形の対象領域、48は入力画像49の位置に依存した重み、49は入力画像である。

例えば、対象領域が円形枠の時には、重みは中心から距離を $r$ として、 $w_r$ で示される。従って、画素位置 $(i, j)$ の重みは、

$$r = (i^2 + j^2)^{1/2}$$

より、 $w_r$ として求められる。なお、ヒストグラムの算出は前記と同様である。

こうして、対象領域の中心からの距離による重み付けを行うことによって、所定の枠外の領域を除去することができる。

次に、第1図のヒストグラム平坦化処理(102)について述べる。

\* 整することができ、診断精度が向上する。なお、トラックボールに限らず、マウス等でも同様の対話処理が可能である。

第1図は、本発明の第1の実施例における階調変換自動化装置の処理を示すフローチャートである。

本実施例では、画像入力後(100)、対象領域外の背景部を取り除く背景除去処理を行い(101)、ヒストグラム平坦化処理により(102)、輝度変換関数を求める。

次に、求めた輝度変換関数の目視による観察特性を改善するための輝度変換関数の制約処理(103)、および低輝度部の観察性を向上するバイアス補正処理(104)を行い、最終的に得られた画像をディスプレイ出力する(105)。

次に、各処理の詳細について述べる。

まず、第1図の背景除去処理(101)について述べる。

第4図は、本発明の第1の実施例における背景除去処理の説明図である。

第4図(a)において、40、41は入力画像45の背景部分、42は方形の対象領域、43は入力画像45の位置に依存した横方向の重み、44は入力画像45の位置に依存した縦方向の重み、45は入力画像である。

例えば、入力画像45を $f_{ij}$ 、位置に依存した重みを $w_i$ （横方向）、 $w_j$ （縦方向）とすると、画素位置 $(i, j)$ の重み $w_{ij}$ は、

$$w_{ij} = \min(w_i, w_j)$$

で求められる。

従って、各濃度レベルの頻度を $p_l$ とすると、重みを考慮したヒストグラムは、

$$(l = 1, 2, \dots)$$

\* 本実施例では、背景除去処理(101)で求めたヒストグラムから、

$$P_l = \sum_{ij} p_{ij}$$

$$(l = 1, 2, \dots)$$

により累積ヒストグラム $P_l$ を求める。さらに、これを用いて平坦化を行うために輝度変換特性を算出する。

次に、第1図の輝度変換特性の制約処理(103)について述べる。

第5図は、本発明の第1の実施例における輝度変換特性の説明図である。

第5図において、51は基準特性 $(L_i)$ 、52はヒストグラム平坦化処理(102)で求めた平坦化の輝度変換特性 $(H_i)$ 、53は制約後の特性、54は基準特性 $(L_i)$ 、51と平坦化特性 $(H_i)$ との輝度差 $(L_i - H_i)$ 、55は原画類似

※50 度差 $(L_i - H_i)$ 、55は原画類似

度である。

本実施例では、(a)のように、基準特性(L<sub>1</sub>)51が傾き45°の直線、すなわち、入力輝度が出力輝度と一致する場合について述べる。この場合、制約処理は、基準特性(L<sub>1</sub>)51と平坦化特性(H<sub>1</sub>)52間の輝度差(L<sub>1</sub>-H<sub>1</sub>)54を制限することで実現する。さらに、原画類似度(K<sub>1</sub>=L<sub>1</sub>-H<sub>1</sub>)55を導入する。これは、入力輝度1の値により、0~1.0の値を取るもので、K<sub>1</sub>=1.0の時、輝度変換特性は、基準特性(L<sub>1</sub>)51と一致して、逆にK<sub>1</sub>=0の時は、平坦化特性(H<sub>1</sub>)52と一致する。

従って、制約後の輝度特性(出力輝度)T<sub>1</sub>は、

$$T_1 = H_1 + K_1 (L_1 - H_1) \\ = (1 - K_1) + K_1 L_1$$

となる。

つまり、原画類似度(K<sub>1</sub>)55が入力輝度1によらず、一定の時には、出力輝度T<sub>1</sub>は平坦化特性(H<sub>1</sub>)52と基準特性(L<sub>1</sub>)51の線形和で表わせる。

次に、第1図のバイアス補正処理(104)について述べる。

第6図は、本発明の一実施例におけるバイアス補正の説明図である。

第6図において、(a)はバイアス補正前、(b)はバイアス補正後を示す。また、60はバイアス補正前の輝度特性(T<sub>1</sub>)、61はT<sub>1</sub>の出力輝度レンジ(R)、62はバイアス補正後の輝度特性(T<sub>1</sub>'), 63はバイアス補正值(B)、64はT<sub>1</sub>'の出力輝度レンジ(R')である。

本実施例では、輝度変換関数の制約処理(103)で求めた輝度特性は、(a)におけるT<sub>1</sub>60で示される。

また、バイアス補正後の輝度変換特性(T<sub>1</sub>')62は、

$$T_1' = ((R - B) / R) \cdot T_1 + B$$

となる。この式に輝度変換関数の制約処理(103)で用いたT<sub>1</sub>の式を代入すると、

$$T_1' = ((R - B) / R) \cdot [(1 - K_1) H_1 + K_1 L_1] + B$$

となる。

これにより、バイアス補正処理を行う。

本実施例によれば、背景部の影響を殆ど受けないヒストグラム平坦化処理を実現することができる。また、平坦化処理で従来問題となっていた低輝度部のコントラスト低下、高輝度部の過強調を抑制可能とし、さらに、CRディスプレイ等で問題となる低輝度部の観察性が向上し、診断精度の向上に役立つ。

また、階調変換処理の自動化の面からも、今後、臨床実験により処理パラメータを決定する必要があるが、原画類似度、バイアス値の両パラメータとも集約化は容易であり、通常はデフォルト値を設定することで自動化が可能となる。

(第1の参考例)

本参考例は、第1図に示した背景除去処理(101)の代替案であり、特に背景除去の高精度化に係わるものである。なお、他の処理ステップおよびシステム構成につ

いは、第1の実施例と同様である。

第7図は、第1の参考例における重み関数の決定方法を示す説明図である。

第7図において、(a)は入力画像を示し、(b)は各画素の輝度により重みを付与した重み関数を示す。また、70は入力画像、71~75は背景領域、76は対象領域、77は重み関数である。

本参考例では、輝度の低い部分と高い部分は背景となるノイズ成分である可能性が高いという先験情報を利用して、重み関数77の重みは、各画素の輝度f<sub>i,j</sub>により決定する。すなわち、輝度の低い部分と高い部分で小さい値を取るように、重みを設定している。

さらに、第1の実施例(第3図)で述べた背景除去方法と、重み関数とを組み合わせて使用することもできる。

すなわち、位置に依存した重みをw<sub>i,j</sub>、輝度に依存した重みをWf<sub>i,j</sub>とした時、合成された重みW<sub>h</sub>を、

$$W_h = 1/2 (w_{i,j} + Wf_{i,j}) \quad [w_{i,j} \neq 1.0]$$

$$W_h = w_{i,j} \quad [w_{i,j} = 1.0]$$

のように設定する。

これにより、背景除去処理をより高精度に行うことが可能である。

(第2の参考例)

本参考例は、第1の実施例の背景除去処理(101)の代替案であり、特にMRI(磁気共鳴イメージング)等の断層像に有効なものである。なお、他の処理ステップおよびシステム構成については、第1の実施例と同様である。

第8図は、第2の参考例における背景除去処理の説明図である。

第8図において、(a)は入力画像を示し、(b)は輪郭検出後の画像を示す。また、80は入力画像、81は対象領域、82は走査ライン、82aは走査ライン82の移動平均値①<sub>i</sub>、83は輪郭検出後の画像、83aは背景領域、83bは対象領域である。

本参考例では、入力画像80の輪郭を抽出して、対象領域と背景を直接分離する。この場合、入力画像80を横方向に左右からスキャンして、輝度の急激な変化を捉え、輪郭を抽出する。

例えば、走査が5点の時には、

$$\bar{f}_i = \sum_{k=-2}^2 f_{i+k} / 5$$

で求められる。ここで、走査ライン上82の平均を取るのには、ノイズの影響を減らし、安定した抽出を行うためである。

次に、走査ライン上の①<sub>i</sub>と走査ラインのスタートの平均値①<sub>0</sub>との差を監視し、一定のしきい値S以上になると、輪郭として抽出する。

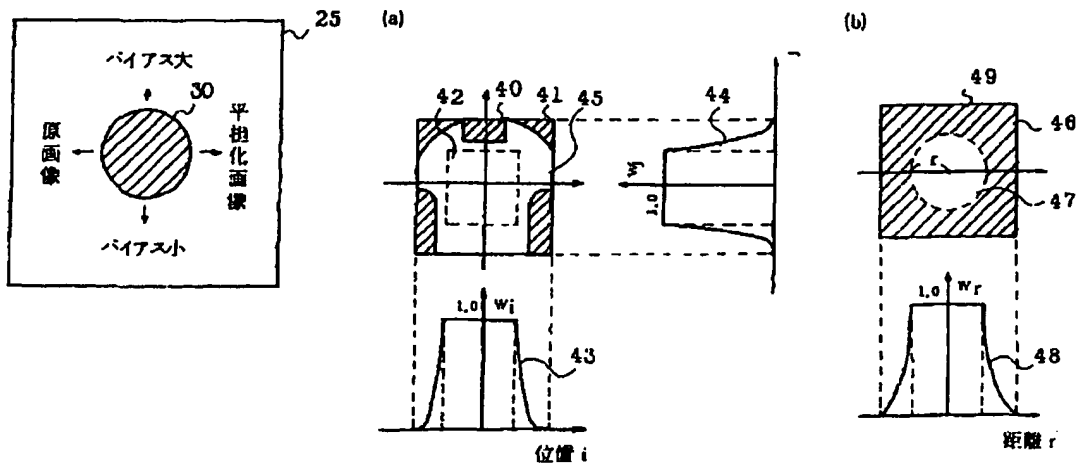
なお、この他に、輝度の標準偏差を用いる方法等も考



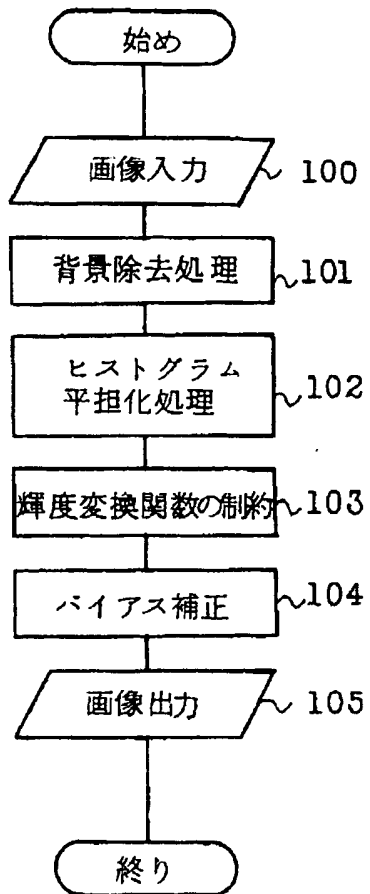
(第2の実施例)

【図面の簡単な説明】

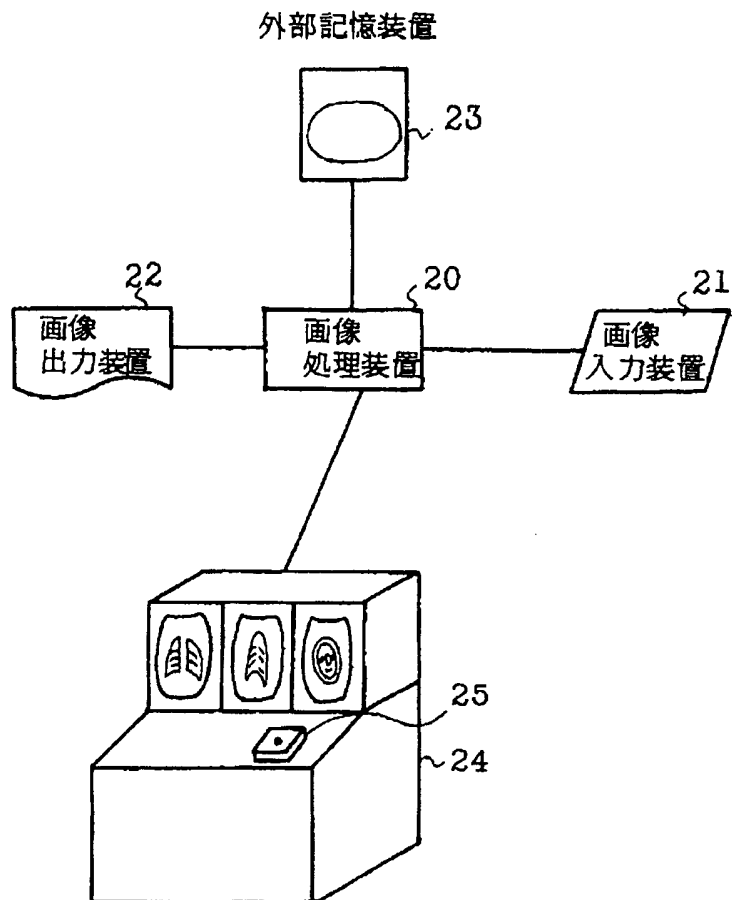
【第4図（その2）】



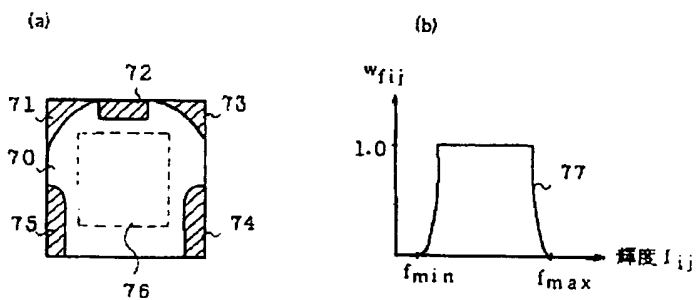
【第1図】



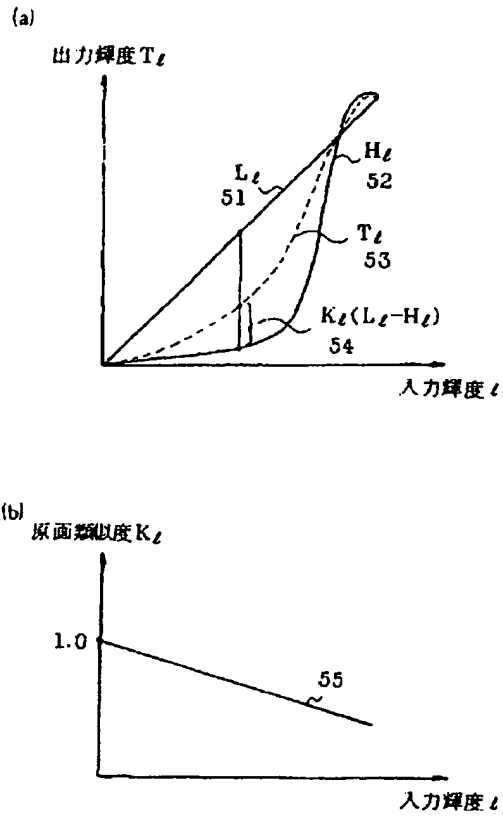
【第2図】



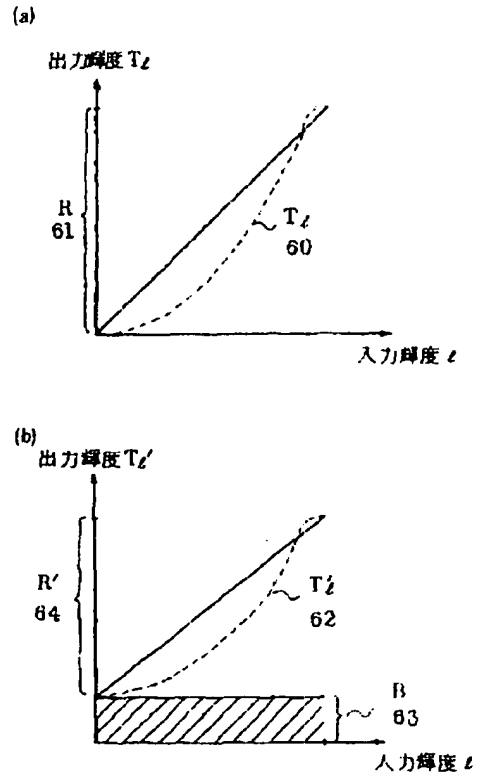
【第7図】



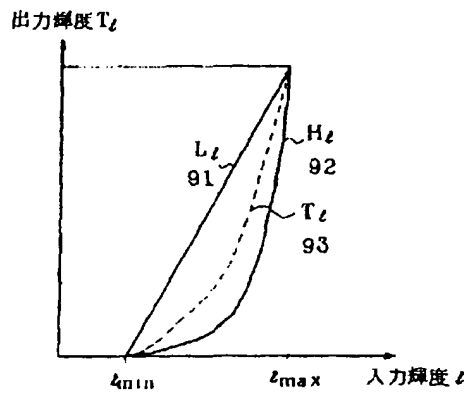
【第5図】



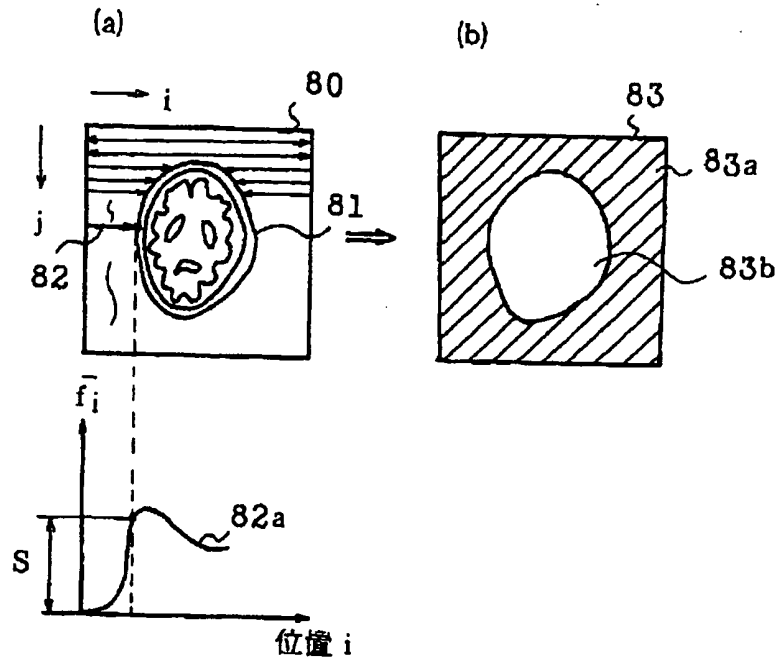
【第6図】



【第9図】



【第8図】



フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 一弘

千葉県柏市新十倉二丁目1番地 株式  
会社日立メディコ技術研究所内

(56)参考文献 特開 昭63-42575 (J P, A)  
 特開 平1-288448 (J P, A)  
 特開 昭63-40472 (J P, A)  
 特開 昭64-12679 (J P, A)  
 特開 昭63-298279 (J P, A)  
 特開 昭64-50171 (J P, A)  
 特開 昭63-257879 (J P, A)  
 特開 昭61-141087 (J P, A)

(58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, D B名)

G06T 5/00  
 H04N 1/40  
 A61B 6/00